

METHOD FOR MEASURING PULSE, MONITORING PULSE, AND MONITORING PULSE AND BLOOD PRESSURE, SYSTEM FOR MEASURING PULSE, MONITORING PULSE, AND PULSE AND BLOOD PRESSURE IN ARTIFICIAL DIALYSIS

Publication number: JP2002186590

Publication date: 2002-07-02

Inventor: KOBAYASHI MASAHIKE; KIMURA TAKASHI; KATAIKI MINORU

Applicant: NIKKISO CO LTD

Classification:

- International: A61B5/0245; A61B5/022; A61M1/14; A61B5/024; A61B5/022; A61M1/14;
(IPC1-7): A61B5/0245; A61B5/022; A61M1/14

- European:

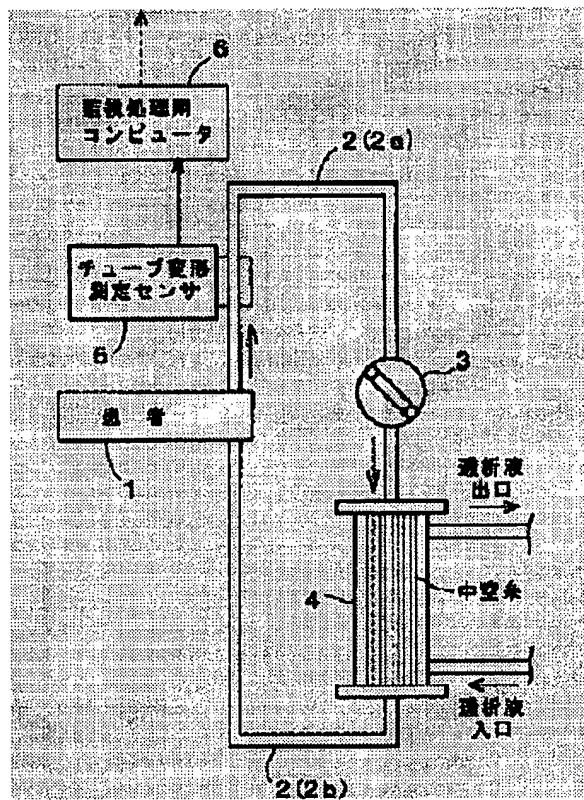
Application number: JP20000388861 20001221

Priority number(s): JP20000388861 20001221

[Report a data error here](#)

Abstract of JP2002186590

PROBLEM TO BE SOLVED: To continuously measure a patient's pulse during a dialytic treatment. **SOLUTION:** A supervisory processing computer 6 counts a wave number per unit measuring time from a deformation signal obtained by measuring a deformed amount of the midway of the tube 2 for feeding a blood to a dialyzer 4, and obtains the number of pulses of the patient 1 from the counted wave number.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

引 用 文 献 4

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2002-186590

(P2002-186590A)

(43) 公開日 平成14年7月2日 (2002.7.2)

(51) Int.Cl'

A 61 B 5/0245

5/022

A 61 M 1/14 5 3 1

識別記号

F I

マークコード (参考)

A 61 M 1/14

5 3 1 4 C 0 1 7

A 61 B 5/02

3 2 2 4 C 0 7 7

3 2 1 T

3 3 7 A

3 3 8 M

審査請求 未請求 請求項の数11 OL (全 12 頁)

(21) 出願番号

特願2000-388861(P2000-388861)

(22) 出願日

平成12年12月21日 (2000. 12. 21)

(71) 出願人 000226242

日機装株式会社

東京都渋谷区恵比寿3丁目43番2号

(72) 発明者 小林 正英

東京都東村山市野口町2丁目16番地2 日

機装株式会社東村山製作所内

(72) 発明者 木村 喬

東京都東村山市野口町2丁目16番地2 日

機装株式会社東村山製作所内

(74) 代理人 100098073

弁理士 津久井 照保

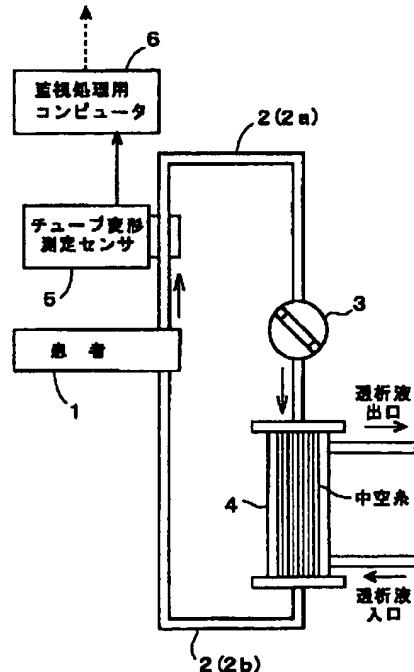
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工透析における脈拍計測方法、脈拍監視方法、脈拍及び血圧の監視方法、脈拍計測システム、脈拍監視システム、脈拍及び血圧の監視システム

(57) 【要約】

【課題】 透析治療中における患者の脈拍を連続的に計測する。

【解決手段】 監視処理用コンピュータ6は、ダイアライザ4へ血液を送るチューブ2の途中におけるチューブの変形量を測定して得られた変形信号から単位計測時間当たりの波数を計数し、計数した波数から患者1の脈拍数を得る。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中における該チューブの変形量を測定して得られた変形信号から単位計測時間当たりの波数を計数し、該計数した波数から透析患者の透析中脈拍数を得ることを特徴とする人工透析における脈拍計測方法。

【請求項 2】 単位計測時間当たりの波数の計数を、患者の最高血圧に対応する波形のピークを単位計測時間に亘って計数することにより行うことを特徴とする請求項 1 に記載の人工透析における脈拍計測方法。

【請求項 3】 チューブの測定点を、動脈側穿刺部に挿入される接続針の近傍に設定したことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の人工透析における脈拍計測方法。

【請求項 4】 透析患者毎に脈拍数の許容変動範囲を設定し、

ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中における該チューブの変形量を測定して得られた変形信号から単位計測時間当たりの波数を計数し、該計数した波数から透析患者の透析中脈拍数を算出し、該透析中脈拍数が前記許容変動範囲か否かを監視し、透析中脈拍数が許容変動範囲外となったことを条件に警告信号を出力することを特徴とする人工透析における脈拍監視方法。

【請求項 5】 透析患者毎に脈拍数の許容変動範囲と最高血圧の許容変動範囲とを設定し、

ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中における該チューブの変形量を測定して変形信号を取得し、該取得した変形信号から単位計測時間当たりの波数を計数した後、計数した波数から透析患者の透析中脈拍数を算出する一方、取得した変形信号から透析中最高血圧値を算出し、

算出した透析中脈拍数が前記許容変動範囲か否かを監視すると共に、算出した透析中最高血圧値が前記許容変動範囲か否かを監視し、

透析中脈拍数と透析中最高血圧値の少なくとも一方が許容変動範囲外となったことを条件に警告信号を出力することを特徴とする人工透析における脈拍及び血圧の監視方法。

【請求項 6】 ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中に配置され、該チューブの変形量を測定して変形信号を出力するチューブ変形測定手段と、

前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する波数計数手段と、

波数計数手段によって計数された波数から透析患者の透析中脈拍数を算出する脈拍数算出手段と、を備えることを特徴とする人工透析における脈拍計測システム。

【請求項 7】 前記波数計数手段は、患者の最高血圧に対応する波形のピークを単位計測時間に亘って計数する

ことにより、単位計測時間当たりの波数を計数することを特徴とする請求項 6 に記載の人工透析における脈拍計測システム。

【請求項 8】 ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中に配置され、該チューブの変形量を測定して変形信号を出力するチューブ変形測定手段と、前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する波数計数手段と、

該波数計数手段によって計数された波数から透析開始時における透析患者の開始時脈拍数を算出する開始時脈拍数算出手段と、

波数計数手段によって計数された波数から透析治療中ににおける透析患者の透析中脈拍数を算出する透析中脈拍数算出手段と、

透析中脈拍数と開始時脈拍数とから測定開始時を基準とする脈拍数の変動度合いを算出する変動度合い算出手段と、

脈拍変動量算出手段が算出した脈拍数の変動度合いが予め設定された許容変動範囲か否かを監視する監視手段と、

透析中脈拍数の変動度合いが許容変動範囲外になった場合に警告信号を出力する警告信号出力手段と、を備えることを特徴とする人工透析における脈拍監視システム。

【請求項 9】 ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中に配置され、該チューブの変形量を測定して変形信号を出力するチューブ変形測定手段と、

透析患者の透析関連情報を入力する個人情報入力手段と、

前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する波数計数手段と、

波数計数手段によって計数された波数から透析患者の透析中脈拍数を算出する脈拍数算出手段と、

前記個人情報入力手段により入力された透析関連情報に基づいて透析中脈拍数の許容変動範囲を設定する許容変動範囲設定手段と、

脈拍数算出手段によって算出された透析中脈拍数が前記許容変動範囲か否かを監視する監視手段と、透析中脈拍数が許容変動範囲外になったことを条件に警告信号を出力する警告信号出力手段と、を備えることを特徴とする人工透析における脈拍監視システム。

【請求項 10】 ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中に配置され、該チューブの変形量を測定して変形信号を出力するチューブ変形測定手段と、

該チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する波数計数手段と、

波数計数手段によって計数された波数から透析開始時に

における透析患者の開始時脈拍数を算出する開始時脈拍数算出手段と、

波数計数手段によって計数された波数から透析治療中ににおける透析患者の透析中脈拍数を算出する透析中脈拍数算出手段と、透析中脈拍数と開始時脈拍数とから測定開始時を基準とする脈拍数の変動度合いを算出する変動度合い算出手段と、

前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて透析開始時における拡径期のチューブ径を開始時チューブ径として取得する開始時チューブ径取得手段と、

前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて透析治療中ににおける拡径期のチューブ径を透析中チューブ径として取得する透析中チューブ径取得手段と、

透析中チューブ径と開始時チューブ径とから測定開始時を基準とするチューブの変形割合を算出する変形割合算出手段と、

変動度合い算出手段が算出した脈拍数の変動度合いと変形割合算出手段が算出したチューブの変形割合とが予め定められた許容変動範囲か否かを監視する監視手段と、脈拍数の変動度合いとチューブの変形割合の少なくとも一方が、予め定められた許容変動範囲外になったことを条件に、警告信号を出力する警告信号出力手段と、を備えることを特徴とする人工透析における脈拍及び血圧の監視システム。

【請求項1】 ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中に配置され、該チューブの変形量を測定して変形信号を出力するチューブ変形測定手段と、透析患者の透析関連情報を入力する個人情報入力手段と、

前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する波数計数手段と、

波数計数手段によって計数された波数から透析患者の透析中脈拍数を算出する脈拍数算出手段と、

前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて透析中最高血圧値を算出する最高血圧値算出手段と、

前記個人情報入力手段により入力された透析関連情報に基づいて透析中脈拍数の許容変動範囲及び透析中最高血圧値の許容変動範囲を設定する許容変動範囲設定手段と、

脈拍数算出手段によって算出された透析中脈拍数と最高血圧算出手段によって算出された透析中最高血圧値が前記許容変動範囲か否かを監視する監視手段と、

透析中脈拍数と透析中最高血圧値の少なくとも一方が許容変動範囲外になったことを条件に警告信号を出力する警告信号出力手段と、を備えることを特徴とする人工透

析における脈拍及び血圧の監視システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、ダイアライザーと患者との間を結ぶ弾性チューブの変形量を測定することにより、透析治療中の患者の脈拍数を連続的に測定する脈拍計測方法、脈拍監視方法、脈拍及び血圧の監視方法、及びこれらの方法を用いたシステムに関する。

【0002】

【従来の技術】 人工透析による治療中においては、ポンプの駆動によって患者の体内から導き出された血液がダイアライザーを通過することで、ダイアライザー内に配設された中空糸の外側を流れる透析液と中空糸の内側を流れる血液との浸透圧差によって、血液中の老廃物や水分が除去されて浄化される。このような透析治療中においては、患者の脈拍が急激に変動することがある。このため、透析治療中においては、看護婦等の医療従事者が巡回しており、1時間に1回程度の頻度で間欠的に脈拍の測定を行っている。この脈拍の測定は、医療従事者が直接行うものであり、例えば、透析患者の腕における動脈の上から医療従事者の指をあてがい、腕時計等で時間を計りながら指の感触で動脈の脈動を検知し、脈拍を測定している。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 このようにして、医療従事者が巡回して脈拍の測定を行うやり方では、1時間に1回程度の測定頻度であるので、透析患者の急激な状態の変化に対応することが困難という問題があった。この問題を解決するために、脈拍の測定を頻繁に行うことを考えられるが、医療従事者に過度の負担が掛かってしまうので好ましくない。

【0004】 また、透析治療は、一般的に4~5時間の長時間に亘って行われ、この治療期間中に透析患者は、睡眠をとったり、テレビをみたり、読書をしたりして過ごしている。しかし、脈拍の測定時には、それまで行っていた行為を止めなければならず、ストレスの一因にもなっている。

【0005】 本発明は上記に鑑み提案されたもので、その目的は、透析治療中における患者の脈拍を連続的に計測できる人工透析における脈拍計測方法、脈拍監視方法、脈拍及び血圧の監視方法、及びこれらの方法を用いたシステムを提供しようとするものである。

【0006】

【課題を解決するための手段】 本発明は、上記目的を達成するために提案されたもので、請求項1に記載の発明は、ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中における該チューブの変形量を測定して得られた変形信号から単位計測時間当たりの波数を計数し、該計数した波数から透析患者の透析中脈拍数を得ることを特徴とする人工透析における脈拍計測方法である。

【0007】ここで、「チューブの変形量」とは、チューブ内を流れる血液の内圧に対応するチューブの変形量を意味し、チューブの直径の変形量のみならず、中心からずれた位置でのチューブの径の変形量や、チューブ側面の撓み量や伸縮量等も含まれる。

【0008】請求項2に記載の発明は、単位計測時間当たりの波数の計数を、患者の最高血圧に対応する波形のピークを単位計測時間に亘って計数することにより行うことを特徴とする請求項1に記載の人工透析における脈拍計測方法である。

【0009】請求項3に記載の発明は、チューブの測定点を、動脈側穿刺部に挿入される接続針の近傍に設定したことを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の人工透析における脈拍計測方法である。

【0010】請求項4に記載の発明は、透析患者毎に脈拍数の許容変動範囲を設定し、ダイアライザへ血液を送るチューブの途中における該チューブの変形量を測定して得られた変形信号から単位計測時間当たりの波数を計数し、該計数した波数から透析患者の透析中脈拍数を算出し、該透析中脈拍数が前記許容変動範囲か否かを監視し、透析中脈拍数が許容変動範囲外となったことを条件に警告信号を出力することを特徴とする人工透析における脈拍監視方法である。

【0011】請求項5に記載の発明は、透析患者毎に脈拍数の許容変動範囲と最高血圧の許容変動範囲とを設定し、ダイアライザへ血液を送るチューブの途中における該チューブの変形量を測定して変形信号を取得し、該取得した変形信号から単位計測時間当たりの波数を計数した後、計数した波数から透析患者の透析中脈拍数を算出する一方、取得した変形信号から透析中最高血圧値を算出し、算出した透析中脈拍数が前記許容変動範囲か否かを監視すると共に、算出した透析中最高血圧値が前記許容変動範囲か否かを監視し、透析中脈拍数と透析中最高血圧値の少なくとも一方が許容変動範囲外となったことを条件に警告信号を出力することを特徴とする人工透析における脈拍及び血圧の監視方法である。

【0012】請求項6に記載の発明は、ダイアライザへ血液を送るチューブの途中に配置され、該チューブの変形量を測定して変形信号を出力するチューブ変形測定手段と、前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する波数計数手段と、波数計数手段によって計数された波数から透析患者の透析中脈拍数を算出する脈拍算出手段と、を備えることを特徴とする人工透析における脈拍計測システムである。

【0013】請求項7に記載の発明は、前記波数計数手段は、患者の最高血圧に対応する波形のピークを単位計測時間に亘って計数することにより、単位計測時間当たりの波数を計数することを特徴とする請求項6に記載の人工透析における脈拍計測システムである。

【0014】請求項8に記載の発明は、ダイアライザへ血液を送るチューブの途中に配置され、該チューブの変形量を測定して変形信号を出力するチューブ変形測定手段と、前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する波数計数手段と、該波数計数手段によって計数された波数から透析開始時における透析患者の開始時脈拍数を算出する開始時脈拍数算出手段と、波数計数手段によって計数された波数から透析治療中における透析患者の透析中脈拍数を算出する透析中脈拍数算出手段と、透析中脈拍数と開始時脈拍数から測定開始時を基準とする脈拍数の変動度合いを算出する変動度合い算出手段と、脈拍変動量算出手段が算出した脈拍数の変動度合いが予め設定された許容変動範囲か否かを監視する監視手段と、透析中脈拍数の変動度合いが許容変動範囲外になった場合に警告信号を出力する警告信号出力手段と、を備えることを特徴とする人工透析における脈拍監視システムである。

【0015】請求項9に記載の発明は、ダイアライザへ血液を送るチューブの途中に配置され、該チューブの変形量を測定して変形信号を出力するチューブ変形測定手段と、透析患者の透析関連情報を入力する個人情報入力手段と、前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する波数計数手段と、波数計数手段によって計数された波数から透析患者の透析中脈拍数を算出する脈拍算出手段と、前記個人情報入力手段により入力された透析関連情報に基づいて透析中脈拍数の許容変動範囲を設定する許容変動範囲設定手段と、脈拍数算出手段によって算出された透析中脈拍数が前記許容変動範囲か否かを監視する監視手段と、透析中脈拍数が許容変動範囲外になったことを条件に警告信号を出力する警告信号出力手段と、を備えることを特徴とする人工透析における脈拍監視システムである。

【0016】請求項10に記載の発明は、ダイアライザへ血液を送るチューブの途中に配置され、該チューブの変形量を測定して変形信号を出力するチューブ変形測定手段と、該チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する波数計数手段と、波数計数手段によって計数された波数から透析開始時における透析患者の開始時脈拍数を算出する開始時脈拍数算出手段と、波数計数手段によって計数された波数から透析治療中における透析患者の透析中脈拍数を算出する透析中脈拍数算出手段と、透析中脈拍数と開始時脈拍数から測定開始時を基準とする脈拍数の変動度合いを算出する変動度合い算出手段と、前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて透析開始時における拡径期のチューブ径を開始時チューブ径として取得する開始時チューブ径取得手段と、前記チューブ変形測定手段によって出力される変形

信号に基づいて透析治療中における拡径期のチューブ径を透析中チューブ径として取得する透析中チューブ径取得手段と、透析中チューブ径と開始時チューブ径とから測定開始時を基準とするチューブの変形割合を算出する変形割合算出手段と、変動度合い算出手段が算出した脈拍数の変動度合いと変形割合算出手段が算出したチューブの変形割合とが予め定められた許容変動範囲か否かを監視する監視手段と、脈拍数の変動度合いとチューブの変形割合の少なくとも一方が、予め定められた許容変動範囲外になったことを条件に、警告信号を出力する警告信号出力手段と、を備えることを特徴とする人工透析における脈拍及び血圧の監視システムである。

【0017】請求項11に記載の発明は、ダイアライザへ血液を送るチューブの途中に配置され、該チューブの変形量を測定して変形信号を出力するチューブ変形測定手段と、透析患者の透析関連情報を入力する個人情報入力手段と、前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する波数計数手段と、波数計数手段によって計数された波数から透析患者の透析中脈拍数を算出する脈拍数算出手段と、前記チューブ変形測定手段によって出力される変形信号に基づいて透析中最高血圧値を算出する最高血圧値算出手段と、前記個人情報入力手段により入力された透析関連情報に基づいて透析中脈拍数の許容変動範囲及び透析中最高血圧値の許容変動範囲を設定する許容変動範囲設定手段と、脈拍数算出手段によって算出された透析中脈拍数と最高血圧算出手段によって算出された透析中最高血圧値が前記許容変動範囲か否かを監視する監視手段と、透析中脈拍数と透析中最高血圧値の少なくとも一方が許容変動範囲外になったことを条件に警告信号を出力する警告信号出力手段と、を備えることを特徴とする人工透析における脈拍及び血圧の監視システムである。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。図1は人工透析システムの概略構成図、図2及び図3はチューブ変形測定センサを説明する図、図4は透析治療中におけるチューブ変形センサからの変形信号を説明する図、図5は監視処理用コンピュータの概略構成図である。

【0019】人工透析システムは、図1に示すように、患者1の体内から導き出された血液が通るチューブ2と、このチューブ2の途中に設けられてチューブ2内の血液を送る循環駆動源としてのポンプ3と、血液中の老廃物や余分な水分を除去するダイアライザー4と、チューブ2の途中に設けられてチューブの変形量を測定し、測定結果を変形信号として出力するチューブ変形測定センサ5（本発明のチューブ変形測定手段に相当）と、監視処理用コンピュータ6とを備えて構成されている。そして、これらの中、チューブ変形測定センサ5と監視

処理用コンピュータ6とが脈拍計測システムを構成する。

【0020】チューブ2は、ダイアライザー4と共に人工透析循環処理回路を構成し、弾性を有する中空状の部材、例えば合成樹脂材によって作製されている。このチューブ2は、動脈側チューブ2aと静脈側チューブ2bとから構成されている。動脈側チューブ2aは患者1からダイアライザー4までの間を連通している。この動脈側チューブ2aの一端は、患者1の一方の腕に形成された動静脉シャントにて腕表面に形成された動脈側穿刺部（図示せず）に接続可能な接続針であり、動脈側チューブ2aの他端はダイアライザー4の血液入口に接続されている。そして、ポンプ3は、この動脈側チューブ2aのダイアライザー4側に近い側の位置に配置されている。また、静脈側チューブ2bはダイアライザー4から患者1までの間を連通している。即ち、この静脈側チューブ2bの一端はダイアライザー4の血液出口に接続されており、他端は静脈側穿刺部（図示せず）に接続可能な接続針である。

【0021】ダイアライザー4は、血液浄化膜を挟んで患者1の血液と透析液とが接触可能に構成されており、血液中の老廃物や余分な水分を透析液中に移動させると共に、必要な成分を透析液中から血液中に移動させる。

【0022】チューブ変形測定センサ5は、動脈側チューブ2aの途中（詳しくは、接続針とポンプ3との間）であって、可能な限り患者1の動脈側穿刺部の近くに配置されている。つまり、このチューブ変形測定センサ5は、動脈側チューブ2aの一端部に配置されており、この一端部を測定点としている。そして、チューブ変形測定センサ5は、チューブ2内の血圧（血流の内圧）とチューブ2の変形に基づく電気量とに一定の相関関係、例えば、ほぼ比例する関係があることに着目して設けられたものであり、本実施形態では、チューブ2における直徑の変形量を測定する。

【0023】図2及び図3に示すように、本実施形態におけるチューブ変形測定センサ5は、箱体状のケース11と、このケース11内に下向きに取り付けられた変形センサ12と、ケース11の下側部に設けられ、チューブ2を略水平方向（図では左右方向）に支持する把持部13とから概略構成されている。

【0024】変形センサ12は、筒状のセンサケース14と、このセンサケース14内に嵌合される可動ロッド15（可動部材の一種）とから構成され、可動ロッド15がセンサケース14に対して軸方向に移動可能に取り付けられている。そして、この変形センサ12は、可動ロッド15の先端部15aが、把持部13で支持されたチューブ2の上端部に上方から接触し得る向きに配置されている。従って、可動ロッド15は、自重によって下向きに付勢されており、チューブ2の膨張や収縮等の変形に伴って上下方向に変位する。例えば、チューブ2内

の血圧が上昇してチューブ2が膨らむと可動ロッド15は上方に移動する。また、上昇した血圧が低下してチューブ2が収縮すると可動ロッド15は下方に移動する。そして、この可動ロッド15の上下方向の移動は変位検出素子16によって検出され、変位検出素子16は可動ロッド15の移動量に応じたレベル（例えば電圧レベル）の電気信号を変形信号として出力する。なお、本実施形態の変位検出素子16は、可動ロッド15が上昇するほど高い電圧レベルの電気信号を出力する構成である。

【0025】ここで、透析治療中における動脈側チューブ2aは、患者1の心臓が最も膨張した膨張期に最も直径が小さくなり、心臓が最も収縮した収縮期に最も直径が大きくなる。このため、動脈側チューブ2aの途中に取り付けられたチューブ変形測定センサ5が透析治療中に出力する変形信号は、患者1の心臓の膨張期に最も低い電圧レベルとなり、収縮期に最も高い電圧レベルとなる。例えば、図4に示すように、この変形信号は、心臓の拍動によって生じる動脈の脈動を示しており、最高血圧時（心臓の収縮期における動脈圧）に最高レベルとなり、最低血圧時（心臓の膨張期における動脈圧）に最低レベルとなる連続山状若しくは波状の電気信号となる。

【0026】なお、動脈側チューブ2aの変形度合いは、患者1の動静脈シャントに近いほど大きくなり、動静脈シャントから遠ざかるにつれて小さくなる。従って、図4に示す変形信号の振幅も、チューブ変形測定センサ5の測定点を動静脈シャントに近付けるほど大きくなり、動静脈シャントから遠ざけるほど小さくなる。そして、本実施形態では、チューブ変形測定センサ5を、動脈側チューブ2aにおいて最も変形度合いの大きい部分である接続針の近傍に配置し、この位置を測定点としているので、精度の高い測定が可能である。

【0027】監視処理用コンピュータ6は、図5に示すように、CPU等によって構成された制御部21と、制御部21の動作プログラム等を記憶したROM22と、制御部21によって使用されるRAM23と、制御部21に情報を入力するための入力装置24と、出入力インターフェース25とから概略構成されている。

【0028】制御部21は、本発明の波数計数手段として機能する。即ち、チューブ変形測定センサ5から出力された変形信号に基づき、単位計測時間当たりの波数を計数する。この単位計測時間は、数十秒から数分程度の範囲で設定可能であり、本実施形態では1分間に設定されている。この波数の計数は、波数が計数できればどのような方法を探ってもよい。例えば、図4の波形における山の部分を計数してもよいし、谷の部分を計数してもよい。本実施形態では、符号Pで示す山のピーク（変曲点）を計数すること、つまり、患者1の最高血圧に対応する波形のピークを計数することによって波数を計数している。

【0029】ところで、チューブ2の変形量を測定して得られた変形信号には、ポンプ3の吐出圧がノイズとして含まれている。このノイズを除去するため、監視処理用コンピュータ6の制御部21には、バンドパスフィルタ（図示せず）を組み込んである。そして、このバンドパスフィルタにより、変形信号中の血圧値成分（血圧に応じて変動する成分）のみを選択し、これにより測定精度を高めている。

【0030】なお、このピークPを検出する方法としては、種々の方法を探ることができる。本実施形態では、前回のサンプリング周期で取得した変形信号の電圧レベルと今回のサンプリング周期で取得した変形信号の電圧レベルとの差を電圧レベルをサンプリングする毎に演算し、この差が正から負に切り替わったことを条件にピークPを検出する。また、ピークPを検出するタイミング（つまり、波数の計数タイミング）に関し、変形信号から順次検出してもよいし、単位計測時間に亘ってサンプリングされた電圧レベルのデータを全部ワークメモリ（RAM23の一部）に格納した後、その単位計測時間内のデータから一括して検出してもよい。

【0031】また、制御部21は、本発明の脈拍数算出手段としても機能し、波数計数手段によって計数された波数から患者1の透析中脈拍数を算出する。本実施形態では、1分間当たりの波数を計数しているので、この計数結果がそのまま患者1の脈拍数となる。従って、脈拍数算出手段は、波数計数手段の計数結果を透析中脈拍数とする。言い換えれば、脈拍数算出手段は、波数の計数結果に係数1を乗じて透析中脈拍数を算出している。なお、単位測定時間が1分間から外れている場合には、脈拍数算出手段は、波数計数手段の計数結果に単位測定時間に応じた係数を乗じて透析中脈拍数を算出する。

【0032】入力装置24は、透析に関する患者1の個人情報といった透析関連情報等を制御部21に入力するものであり、例えば、キーボード、マウス、スキャナ、バーコードリーダ等の種々の情報入力機器によって構成される。

【0033】出入力インターフェース25は、監視処理用コンピュータ6と外部機器との間で各種情報を送受するためのものである。本実施形態では、チューブ変形測定センサ5からの変形信号を受信し、制御部21（脈拍数算出手段）が算出した透析中脈拍数を示す脈拍信号を出力する。

【0034】このような構成の人工透析システムで透析治療を行うには、まず、チューブ2をチューブ変形測定センサ5にセットし、このセンサ5を検出可能状態にする。このチューブ2内には予め生理食塩水が充填されているので、統いて、動脈側チューブ2aの一端を患者1の動静脈シャントの動脈側穿刺部に、静脈側チューブ2bの他端を静脈側穿刺部にそれぞれ接続する。このようにして、チューブ2を接続したら、ポンプ3を作動させ

11

てダイアライザー4への血液の導入を開始すると共に、図示しない透析液供給装置を作動させてダイアライザー4への透析液の供給を開始する。この場合において、チューブ2やダイアライザー4によって構成される血液回路内の血液は、図示しない温度調節手段（ヒータ等）によって適温に維持される。そして、ポンプ3の駆動によって患者1の体内から導き出された血液は、動脈側チューブ2aを通った後にダイアライザー4によって老廃物が除去されて浄化され、また、余分な水分が除去される。そして、ダイアライザー4によって処理された血液は、静脈側チューブ2bを通って患者1の体内に戻される。

【0035】この血液浄化処理を行っている期間に亘って、脈拍計測システム、即ち、チューブ変形測定センサ5と監視処理用コンピュータ6は、透析治療中における患者1の脈拍数を連続的に計測する。即ち、上記したように、透析治療の開始に連動して監視処理用コンピュータ6は、チューブ変形測定センサ5からの変形信号を取得し、取得した変形信号に基づいて患者1の透析中脈拍数を算出する。

【0036】算出された透析中脈拍数は、脈拍信号として入出力インターフェース25を通じて外部に出力される。即ち、脈拍信号は、単位計測時間が経過する毎に次々と外部に出力される。この脈拍信号は、外部機器で任意に使用される。例えば、この脈拍信号をレコーダー

（図示せず）に出力することにより、レコーダーは透析治療中の患者1についての脈拍数の経時変化を記録紙上に連続的に記録する。そして、看護婦等の医療従事者は、記録された透析中脈拍数の経時変化を確認することにより、当該患者1の体調等を確認することができる。例えば、確認時点の透析中脈拍数と、その時点の脈拍数に至るまでの透析中脈拍数の履歴を一目で確認することができる。この場合、確認時点での透析中脈拍数が正常値から外れていれば、看護婦等は異常が生じていることを直ちに認識できる。さらに、確認時点での透析中脈拍数が正常値の範囲内であっても、急激な脈拍数の変化が見られた場合には、患者1に状態の急変が生じている可能性があるが、透析中脈拍数の履歴が記録紙上に記録されているので、看護婦等はこの急変を早期に発見できる。

【0037】そして、レコーダーを患者1の近くに配置した場合には、看護婦等は患者1に対する脈拍測定を行わずに済むので、作業性の向上が図れる。また、透析治療中に患者1が行っている行為、例えば、睡眠、読書、テレビ鑑賞などを妨げることがない。また、レコーダーをナースセンターに配置した場合には、看護婦等は脈拍測定のための巡回を行わずに済むので作業性の一層の向上が図れる。

【0038】このように、上記の脈拍計測システムでは、チューブ2の変形量を測定して得られた変形信号か

10

ら単位計測時間当たりの波数を計数し、計数した波数から患者1の透析中脈拍数を得ているので、透析治療が行われている期間中に亘って連続的に脈拍数を計測できる。そして、治療期間中に亘って連続的に脈拍数を計測できるので、看護婦等は、患者1の状態の変化にも迅速に対応することができる。また、透析中に脈拍数を計測するにあたり、患者1は特別な動作をする必要がなく透析治療を受けていればよい。このため、患者1は、透析治療中における睡眠や読書等の行為が脈拍測定によって妨げられず、治療中におけるストレスを軽減することができる。

20

【0039】ところで、この脈拍計測システムは、計測した脈拍数を脈拍信号として外部機器に出力し、この外部機器で利用させるものについて説明したが、本発明はこの実施形態に限定されるものではない。例えば、計測した透析中脈拍数に基づいて患者1の状態を判定し、異常或いは異常の虞があると判定した場合に警告信号を出力するように構成してもよい。以下、このように構成した第2実施形態、即ち、脈拍監視システムについて説明する。

【0040】この第2実施形態において、人工透析システムの構成は上記した第1実施形態と同じである。言い換えれば、制御部21によりなされる処理が上記した第1実施形態と相違する。以下、この相違点を中心に説明する。

30

【0041】本実施形態の人工透析システムによる透析治療は、上記した第1実施形態と同様である。簡単に説明すると、チューブ2をチューブ変形測定センサ5にセットした後、動脈側チューブ2aの一端を患者1の動静脈シャントの動脈側穿刺部に、静脈側チューブ2bの他端を静脈側穿刺部にそれぞれ接続する。チューブ2を接続したら、ポンプ3を作動させてダイアライザー4への血液の導入を開始すると共に、透析液供給装置（図示せず）を作動させてダイアライザー4への透析液の供給を開始する。

40

【0042】この透析治療を行っている期間に亘って、脈拍監視システム、即ち、チューブ変形測定センサ5と監視処理用コンピュータ6は、透析治療中における患者1の脈拍数を連続的に算出し、算出した透析中脈拍数が予め設定された許容変動範囲か否かを監視する。そして、透析中脈拍数が許容変動範囲外となった場合には警告信号を出力する。

【0043】具体的に説明すると、監視処理用コンピュータ6のRAM23には、脈拍数の許容変動範囲を設定するための許容変動範囲設定情報が記憶されている。この許容変動範囲設定情報は、入力装置24（個人情報入力手段）で入力される透析関連情報の一種であり、透析患者1毎に設定される。なお、本実施形態では、脈拍数の変動度合いについての許容範囲が許容変動範囲設定情報として設定されている。この脈拍数の変動度合いは、

50

基準の脈拍数に対する変動度合いで、例えば、基準となる脈拍数が80であった場合には、脈拍数70に対応する変動度合いで0.875となり、脈拍数90に対応する変動度合いで1.125となる。従って、許容変動範囲設定情報としては、変動度合いの上限値と下限値が対で記憶される。

【0044】そして、透析治療の開始に連動して制御部21は、本発明の波数計数手段として機能し、チューブ変形測定センサ5からの変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する一方、開始時脈拍数算出手段としても機能し、計数された波数から透析開始時における透析患者1の開始時脈拍数を算出する。ここで、透析開始直後は、波数の計数値が不安定である可能性が高いので、制御部21は波数の計数値が安定した時点で開始時脈拍数を算出する。なお、この開始時脈拍数は、RAM23の所定領域に記憶され、制御部21によって適宜参照される。

【0045】開始時脈拍数を算出したならば制御部21は、本発明の波数計数手段として機能し、チューブ変形測定センサ5からの変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する一方、透析中脈拍数算出手段としても機能し、計数された波数から透析治療中における透析患者1の透析中脈拍数を算出する。さらに、制御部21は、透析中脈拍数を算出する毎に変動度合い算出手段として機能し、透析中脈拍数と開始時脈拍数とから測定開始時を基準とする脈拍数の変動度合いを算出する。

【0046】脈拍数の変動度合いを算出すると制御部21は監視手段として機能し、算出した脈拍数の変動度合いがRAM23に予め設定されている許容変動範囲か否かを監視する。即ち、制御部21は、算出した変動度合いが、許容変動範囲設定情報として記憶された上限値から下限値の範囲内であるか否かを判定する。そして、透析中脈拍数の変動度合いが許容変動範囲外になった場合には、制御部21は入出力インターフェース25と共に警告信号出力手段として機能し、警告信号を外部に出力する。

【0047】そして、本実施形態では、警告信号の受信によって作動する警報装置(図示せず)をナースセンターに配置している。このため、患者1に異常が認められた場合には、この警報装置が作動してナースセンターの看護婦等に異常が生じた旨が報知される。従って、患者1の状態が急変した場合であっても迅速な対応が可能である。なお、警報装置を無線の呼出信号を出力可能に構成すると共に、この呼出信号を受信することにより警報動作を行う携帯型呼出端末を設けた場合には、看護婦等に携帯型呼出端末を所持させることで、居場所に拘わらず異常があった旨を看護婦等に報知できるので、より確実な対応が可能である。

【0048】ところで、上記の第2実施形態では、基準となる脈拍数に対する変動度合いを許容変動範囲設定情

報として用いているが、許容変動範囲設定情報は透析中脈拍数の許容範囲を規定できる情報であればよい。例えば、許容される脈拍数の上限値と下限値を許容変動範囲設定情報としてもよい。以下、このように構成した第2実施形態の变形例について説明する。

【0049】この变形例では、透析関連情報の一部を構成する許容変動範囲設定情報として許容される脈拍数の上限値と下限値とが入力装置24(個人情報入力手段)を介して入力される。入力された上限値と下限値は、対になってRAM23に記憶される。そして、制御部21は、許容変動範囲設定手段として機能し、入力された脈拍数の上限値と下限値に基づいて透析中脈拍数の許容変動範囲を設定する。即ち、脈拍数の上限値から下限値までの範囲を許容変動範囲として設定する。

【0050】透析治療の開始に連動して制御部21は、本発明の波数計数手段として機能し、チューブ変形測定センサ5からの変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数すると共に、透析中脈拍数算出手段としても機能し、計数された波数から透析治療中における透析患者1の脈拍数を算出する。透析中脈拍数を算出すると制御部21は監視手段として機能し、算出した透析中脈拍数が許容変動範囲内か否かを監視する。そして、透析中脈拍数が許容変動範囲外になった場合には、制御部21は入出力インターフェース25と共に警告信号出力手段として機能し、警告信号を外部に出力する。

【0051】そして、この变形例でも警告信号の受信によって警報装置が作動するので、患者1に異常が認められた場合には看護婦等に異常が生じた旨が報知される。従って、患者1の状態が急変した場合であっても迅速な対応が可能である。

【0052】ところで、上記の第1実施形態は透析中脈拍数を計測するシステムであり、第2実施形態は計測した透析中脈拍数が許容範囲か否かを監視するシステムであった。しかし、一般に、透析治療中においては脈拍数の他に血圧も測定する。これは、透析治療中には患者1の体内とダイアライザ4との間で血液を循環しており、患者1の血圧が急激に変動することがあるためである。この血圧測定もまた、看護婦等の医療従事者によって30分～1時間に1回程度の頻度で行われるため、脈拍測定と同様な問題があった。そして、チューブ変形測定センサ5は、上記したように、チューブ2内の血圧(血流の内圧)とチューブ2の変形に基づく電気量とに一定の相関関係があることに着目して設けられたものである。このため、チューブ変形測定センサ5からの変形信号に基づいて患者1の血圧を測定することもできる。つまり、透析治療中の脈拍数と血圧を同時に測定することができる。以下、このように構成した第3実施形態、即ち、脈拍及び血圧の監視システムについて説明する。

【0053】図6は、第3実施形態の人工透析システムの概略構成を説明する図である。上記した第1及び第2

実施形態のシステムとの主な相違は、患者1の血圧を別途測定可能な血圧測定器7を備えている点にあり、血圧測定器7で測定された実測血圧値を監視処理用コンピュータ6に入力できるようにしている。なお、この血圧測定器7は、後述する第3実施形態の変形例で用いる。また、その他の構成は、上記した各実施形態と同様である。

【0054】この第3実施形態の監視システム、即ち、チューブ変形測定センサ5と監視処理用コンピュータ6は、まず、透析患者毎に脈拍数の許容変動範囲と最高血圧の許容変動範囲とを設定する。そして、透析治療の開始時において、チューブ変形測定センサ5からの変形信号を取得し、透析開始時における開始時脈拍数と開始時チューブ径を取得する。以後は、変形信号に基づいて透析中脈拍数と透析中チューブ径を取得し、透析中脈拍数と開始時脈拍数から脈拍数の変動度合いを算出すると共に、透析中チューブ径と開始時チューブ径からチューブ2の変形割合を算出する。そして、算出した脈拍数の変動度合いが許容変動範囲か否かを監視すると共に、算出したチューブ2の変形割合が許容変動範囲か否かを監視し、脈拍数の変動度合いとチューブ2の変形割合の少なくとも一方が許容変動範囲外となったことを条件に警告信号を出力する。

【0055】具体的に説明すると、監視処理用コンピュータ6のRAM23には、脈拍数の許容変動範囲と最高血圧の許容変動範囲とを設定するための許容変動範囲設定情報が記憶されている。本実施形態では、許容変動範囲として、脈拍数の変動度合いの許容範囲と、チューブ2の変形割合の許容範囲とが記憶されている。この許容変動範囲設定情報は、個人情報入力手段としての入力装置24で入力される透析関連情報の一項であり、患者1毎に設定される。

【0056】透析治療の開始に連動して制御部21は、本発明の波数計数手段として機能し、チューブ変形測定センサ5からの変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する一方、開始時脈拍数算出手段としても機能し、計数された波数から透析開始時における透析患者1の開始時脈拍数を算出する。算出された開始時脈拍数は、RAM23の所定領域に記憶される。開始時脈拍数を算出したならば制御部21は、波数計数手段として機能し、チューブ変形測定センサ5からの変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する一方、透析中脈拍数算出手段としても機能し、計数された波数から透析治療中における透析患者1の透析中脈拍数を算出する。さらに、制御部21は、透析中脈拍数を算出する毎に、変動度合い算出手段として機能し、透析中脈拍数と開始時脈拍数とから測定開始時を基準とする脈拍数の変動度合いを算出する。

【0057】また、制御部21は、本発明の開始時チューブ径取得手段としても機能し、チューブ変形測定セン

サ5からの変形信号に基づいて透析開始時における拡径期のチューブ径を開始時チューブ径として取得する。取得した開始時チューブ径は、RAM23の所定領域に記憶される。開始時チューブ径を取得したならば制御部21は、透析中チューブ径取得手段として機能し、チューブ変形測定センサ5からの変形信号に基づいて透析治療中における拡径期のチューブ径を透析中チューブ径として取得する。この透析中チューブ径を取得する毎に制御部21は、変形割合算出手段として機能し、透析中チューブ径と開始時チューブ径とから測定開始時を基準とするチューブ2の変形割合を算出する。

【0058】このチューブ2の直径はチューブ2内を流れる血流の圧力、つまり、動脈圧に比例する。このため、チューブ2の直径を取得することにより、その時点における患者1の動脈圧を知ることができる。なお、チューブ2の直径から動脈圧を知るためには、例えば、チューブ2内を流れる液体の圧力と直径の関係を予め測定し、この測定結果に基づく変換テーブルをROM22に記憶させておき、この変換テーブルを制御部21（開始時チューブ径取得手段、透析中チューブ径取得手段）に参照されればよい。そして、チューブ2の直径が患者1の動脈圧を示すことから、チューブ2の変形割合は、透析開始時を基準とする最高血圧の変化率を示す。

【0059】脈拍数の変動度合い及びチューブ2の変形割合を算出した後、制御部21は、監視手段として機能し、算出した脈拍数の変動度合いとチューブ2の変形割合とが予め定められた許容変動範囲か否かを監視する。そして、脈拍数の変動度合いとチューブ2の変形割合の少なくとも一方が、予め定められた許容変動範囲外になった場合には、つまり、透析中脈拍数が透析中最高血圧が透析開始時の脈拍数や最高血圧値から規定割合よりも大きく変化してしまった場合には、制御部21は入出力インターフェース25と共に警告信号出力手段として機能し、警告信号を外部に出力する。

【0060】そして、この第3実施形態でも、警告信号の受信によって警報装置が作動するので、患者1に異常が認められた場合には看護婦等に異常が生じた旨が報知される。このため、従来のように脈拍測定や血圧測定のために巡回する必要がなくなり、作業性の向上が図れる。さらに、患者1の状態が悪くなれば、その時点で看護婦等に報知されるので迅速な対応が可能である。また、本実施形態では、チューブ変形測定センサ5からの変形信号に基づいて脈拍数と血圧の両方を連続的に測定するので、透析治療中における患者1の行為を妨げることがない。このため、患者1のストレス防止も図れる。さらに、脈拍測定や血圧測定は、チューブ変形測定センサ5からの変形信号に基づいて制御部21が行うので、装置構成が簡素化でき、装置を安価に作製することもできる。

【0061】ところで、この第3実施形態では、脈拍数

の変動度合い及びチューブ2の変形割合によって透析治療中の患者1の異常を判断するものであったが、脈拍数及び最高血圧の許容変動範囲を脈拍数と血圧値で設定し、透析治療中に取得した透析中脈拍数及び透析中最高血圧と許容変動範囲とを比較することによって患者1の異常を判断させてもよい。以下、このように構成した第3実施形態の変形例について説明する。

【0062】この変形例の監視システム、即ち、チューブ変形測定センサ5と監視処理用コンピュータ6は、まず、透析患者1毎に脈拍数の許容変動範囲と最高血圧の許容変動範囲とを脈拍数と血圧値で設定する。そして、透析治療中においては、チューブ変形測定センサ5からの変形信号を取得し、この取得した変形信号から単位計測時間当たりの波数を計数した後に、この計数した波数から透析患者1の透析中脈拍数を算出する一方、取得した変形信号から透析中最高血圧値を算出する。さらに、算出した透析中脈拍数が前記許容変動範囲か否かを監視すると共に、算出した透析中最高血圧値が前記許容変動範囲か否かを監視し、透析中脈拍数と透析中最高血圧値の少なくとも一方が許容変動範囲外となったことを条件に警告信号を出力する。

【0063】具体的に説明すると、監視処理用コンピュータ6のRAM23には、脈拍数の許容変動範囲と最高血圧の許容変動範囲とを設定するための許容変動範囲設定情報が記憶されている。この変形例では、許容変動範囲として、許容される脈拍数の上限値及び下限値と、許容される最高血圧の上限値及び下限値とが記憶されている。この許容変動範囲設定情報は、個人情報入力手段としての入力装置24で入力される透析関連情報の一種であり、詳しくは、透析開始直前に血圧測定器7や看護婦等によって別途測定された実測脈拍数と実測最高血圧値とを、入力装置24によって入力することによって設定される。即ち、制御部21(許容変動範囲設定手段)は、入力された実測脈拍数に基づいて脈拍数の上限値及び下限値を設定してRAM23に記憶し、入力された実測最高血圧値に基づいて最高血圧の上限値及び下限値を設定してRAM23に記憶する。

【0064】透析治療の開始に連動して制御部21は、本発明の波数計数手段として機能し、チューブ変形測定センサ5からの変形信号に基づいて単位計測時間当たりの波数を計数する一方、脈拍数算出手段としても機能し、計数された波数から透析患者1の透析中脈拍数を算出する。また、制御部21は、本発明の最高血圧値算出手段として機能し、チューブ変形測定センサ5からの変形信号に基づいて透析中最高血圧値を算出する。なお、変形信号から透析中最高血圧値を算出する方法は、上記したように変換テーブルを用いたり、変換用の補正係数をチューブ径(変形信号の電圧値)に乗じればよい。

【0065】さらに、制御部21は、本発明の監視手段として機能し、算出された透析中脈拍数と透析中最高血

圧値とがRAM23に記憶した許容変動範囲か否かを監視する。そして、透析中脈拍数と透析中最高血圧値の少なくとも一方が許容変動範囲外になった場合、制御部21は入出力インターフェース25と共に警告信号出力手段として機能し、警告信号を外部に出力する。

【0066】そして、この変形例でも、透析治療中における脈拍測定及び血圧測定を連続して自動的に行えるので、看護婦等の作業負担を軽減できるし、治療中における患者1の行為を妨げることがない。さらに、患者1に異常が認められた場合には、警報装置が作動して看護婦等に異常が生じた旨が報知されるので、迅速な対応が可能である。

【0067】ところで、本発明は、上記の実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲の記載に基づいて種々の変形が可能である。

【0068】例えば、上記した各実施形態では、チューブ2の直径の変化をチューブ変形測定センサ5で測定することでチューブ2の変形量を取得していたが、これに限らず、中心からずれた位置でチューブ径の変化量を測定することで変形量を取得してもよい。また、把持部29を、幅が定常状態のチューブ径と略等しく、高さが定常状態のチューブ径以上に設定された上面開放の溝部によって構成し、チューブ2を溝内に嵌合することで、このチューブ2内を流れる血液の内圧上昇によってチューブ2を上方方向(可動ロッド28b側)に積極的に膨張させるようにしてもよい。

【0069】また、上記のチューブ変形測定手段は、チューブ2の変形量が検出できればよい。このため、チューブ変形測定センサとして、水平方向に延設されたアーム(可動部材の一種)と、このアームの基端に配置された変位検出素子とからなる測定センサを用いても良い。このチューブ変形測定センサでは、アームの先端をチューブ2の上端部に当接させることで、チューブ2の変形に応じてアームを変位させ、このアームの変位量を変位検出素子によって検出する。

【0070】また、チューブ変形測定手段に関し、チューブ変形測定センサ以外の構成も採り得る。例えば、チューブ変形測定手段を圧力センサによって構成してもよい。この場合、例えば、圧力センサをチューブ2aの外側表面に配置し、チューブ2a内を通る血液の圧力変動によるチューブ2の変形量、つまり、チューブ側面の撓み量や伸縮量を、圧力センサによって検出する。そして、チューブ2a内の血圧と圧力センサからの出力とは相関関係を有するので、脈拍数や血圧値を上記実施形態と同じように求めることができる。また、チューブ変形測定手段を歪みセンサによって構成してもよい。この場合も、圧力センサと同様に、歪みセンサをチューブ2aの外側表面に固定し、チューブ2a内を通る血液からの圧力によるチューブの変形を歪みセンサによって検出する。この場合にも、チューブ側面の撓み量や伸縮量がチ

チューブ2の変形量として検出される。

【0071】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、以下の効果を奏する。即ち、ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中における該チューブの変形量を測定して得られた変形信号から単位計測時間当たりの波数を計数し、計数した波数から透析患者の脈拍数を得るので、透析治療が行われている期間中に亘って連続的に脈拍数を計測できる。そして、治療期間中に亘って連続的に脈拍数を計測できるので、医療従事者の作業負担を軽減できるし、患者の容態の変化にも迅速に対応することができる。また、脈拍数を計測するにあたり、患者は特別な動作をする必要がなく通常通り透析治療を受けていればよい。このため、患者は、透析治療中の行為、例えば、睡眠や読書等の行為が脈拍測定によって妨げられず、治療中におけるストレスを軽減することもできる。

【0072】また、透析患者毎に脈拍数の許容変動範囲を設定し、ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中における該チューブの変形量を測定して得られた変形信号から単位計測時間当たりの波数を計数し、該計数した波数から透析患者の透析中脈拍数を算出し、該透析中脈拍数が前記許容変動範囲か否かを監視し、透析中脈拍数が許容変動範囲外となったことを条件に警告信号を出力するようにした場合には、患者の状態が急激に変化して異常と判断されると警告信号が出力されるので、治療期間中に亘って連続的に脈拍数を計測できると共に、患者の異常時には警告信号に基づく警報動作を行わせることができる。このため、医療従事者の作業負担を軽減できるし、患者の容態の変化にも迅速且つ確実に対応できる。

【0073】また、透析患者毎に脈拍数の許容変動範囲と最高血圧の許容変動範囲とを設定し、ダイアライザーへ血液を送るチューブの途中における該チューブの変形量を測定して変形信号を取得し、該取得した変形信号から単位計測時間当たりの波数を計数した後、計数した波数から透析患者の透析中脈拍数を算出する一方、取得した変形信号から透析中最高血圧値を算出し、算出した透析中脈拍数が前記許容変動範囲か否かを監視すると共に、算出した透析中最高血圧値が前記許容変動範囲か否*

*かを監視し、透析中脈拍数と透析中最高血圧値の少なくとも一方が許容変動範囲外となったことを条件に警告信号を出力するようにした場合には、透析治療中における脈拍数の測定と最高血圧の測定を両方とも連続して自動的に行うことができる。従って、医療従事者に対する作業負担の一層の軽減が図れるし、患者のストレスも一層軽減できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】人工透析システムの概略構成図である。

【図2】チューブ変形測定センサを説明する図である。

【図3】チューブ変形測定センサを説明する図である。

【図4】透析治療時における変形信号を説明する図である。

【図5】監視処理用コンピュータの概略構成図である。

【図6】血圧測定を加味した人工透析システムの概略構成図である。

【符号の説明】

- 1 患者
- 2 チューブ
- 2 a 動脈側チューブ
- 2 b 静脈側チューブ
- 3 ポンプ
- 4 ダイアライザー
- 5 チューブ変形測定センサ
- 6 監視処理用コンピュータ
- 7 血圧測定器
- 11 ケース
- 12 変形センサ
- 13 把持部
- 14 センサケース
- 15 可動ロッド
- 15 a 可動ロッドの先端部
- 16 変位検出素子
- 21 制御部
- 22 ROM
- 23 RAM
- 24 入力装置
- 25 入出力インターフェース

30

20

20

10

11

12

13

14

15

16

17

18

19

20

21

22

23

24

25

26

27

28

29

30

31

32

33

34

35

36

37

38

39

40

41

42

43

44

45

46

47

48

49

50

51

52

53

54

55

56

57

58

59

60

61

62

63

64

65

66

67

68

69

70

71

72

73

74

75

76

77

78

79

80

81

82

83

84

85

86

87

88

89

90

91

92

93

94

95

96

97

98

99

100

101

102

103

104

105

106

107

108

109

110

111

112

113

114

115

116

117

118

119

120

121

122

123

124

125

126

127

128

129

130

131

132

133

134

135

136

137

138

139

140

141

142

143

144

145

146

147

148

149

150

151

152

153

154

155

156

157

158

159

160

161

162

163

164

165

166

167

168

169

170

171

172

173

174

175

176

177

178

179

180

181

182

183

184

185

186

187

188

189

190

191

192

193

194

195

196

197

198

199

200

201

202

203

204

205

206

207

208

209

210

211

212

213

214

215

216

217

218

219

220

221

222

223

224

225

226

227

228

229

230

231

232

233

234

235

236

237

238

239

240

241

242

243

244

245

246

247

248

249

250

251

252

253

254

255

256

257

258

259

260

261

262

263

264

265

266

267

268

269

270

271

272

273

274

275

276

277

278

279

280

281

282

283

284

285

286

287

288

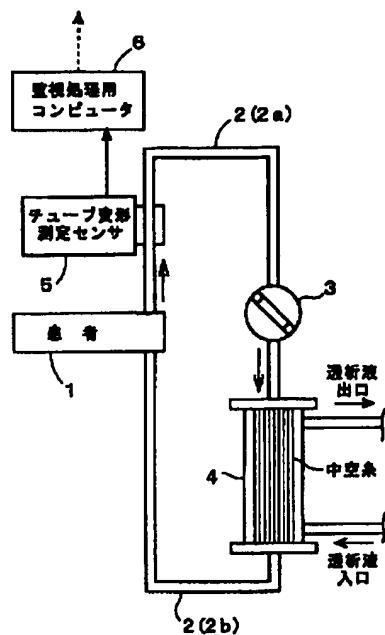
289

290

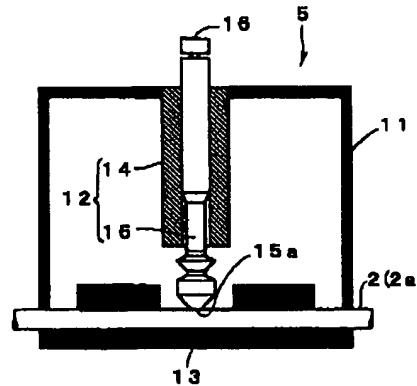
291

292

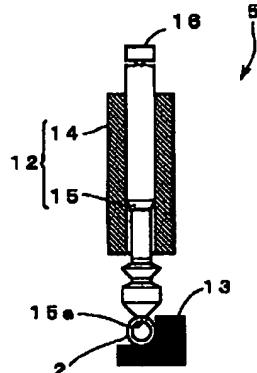
【図1】



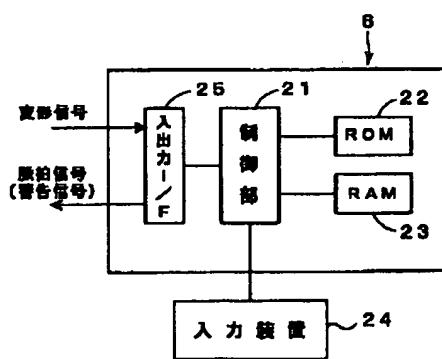
【図2】



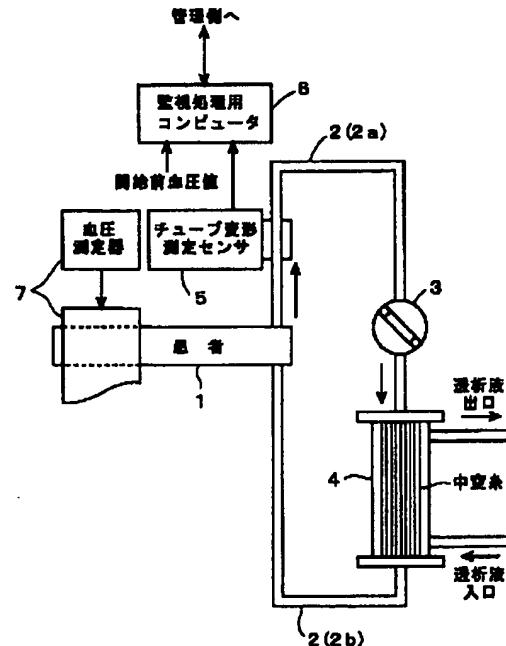
【図3】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 片伊木 実
東京都東村山市野口町2丁目16番地2 日
機装株式会社東村山製作所内

Fターム(参考) 4C017 AA08 AA10 AB10 AC02 BC11
BD06 FF15
4C077 AA05 BB01 DD21 DD30 EE01
HH03 HH13 HH18 HH21

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.